

Docket No.: A8319.0031/P031  
(PATENT)

**IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE**

In re Patent Application of:  
Kikuo Umegaki et al.

Application No.: Not Yet Assigned

Confirmation No.: NYA

Filed: Concurrently Herewith

Art Unit: N/A

For: RADIOGRAPHIC INSPECTION  
APPARATUS AND RADIOGRAPHIC  
INSPECTION METHOD

Examiner: Not Yet Assigned

**CLAIM FOR PRIORITY AND SUBMISSION OF DOCUMENTS**

MS Patent Application  
Commissioner for Patents  
P.O. Box 1450  
Alexandria, VA 22313-1450

Dear Sir:

Applicant hereby claims priority under 35 U.S.C. 119 based on the following  
prior foreign application filed in the following foreign country on the date indicated:

<u>Country</u>	<u>Application No.</u>	<u>Date</u>
Japan	2003-107197	April 11, 2003

Application No.: Not Yet Assigned

Docket No.: A8319.0031/P031

In support of this claim, a certified copy of the said original foreign application is filed herewith.

Dated: January 29, 2004

Respectfully submitted,

By 

Mark J. Thronson

Registration No.: 33,082

DICKSTEIN SHAPIRO MORIN &  
OSHINSKY LLP

2101 L Street NW

Washington, DC 20037-1526

(202) 785-9700

Attorney for Applicant



日 本 国 特 許 庁  
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日                      2 0 0 3 年    4 月 1 1 日  
Date of Application:

出 願 番 号                      特 願 2 0 0 3 - 1 0 7 1 9 7  
Application Number:

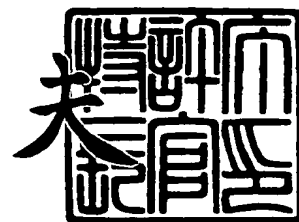
[ST. 10/C] :                      [ J P 2 0 0 3 - 1 0 7 1 9 7 ]

出      願      人                      株式会社日立製作所  
Applicant(s):

2 0 0 3 年 1 2 月 1 6 日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

今 井 康 夫



出証番号    出証特 2 0 0 3 - 3 1 0 4 2 4 4

【書類名】 特許願

【整理番号】 1102015871

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 G01T 1/161

【発明の名称】 放射線検査装置及び放射線検査方法

【請求項の数】 13

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町七丁目 2 番 1 号  
株式会社 日立製作所 電力・電機開発研究所内

【氏名】 梅垣 菊男

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町七丁目 2 番 1 号  
株式会社 日立製作所 電力・電機開発研究所内

【氏名】 小嶋 進一

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町七丁目 2 番 1 号  
株式会社 日立製作所 電力・電機開発研究所内

【氏名】 上野 雄一郎

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町七丁目 2 番 1 号  
株式会社 日立製作所 電力・電機開発研究所内

【氏名】 雨宮 健介

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町七丁目 2 番 1 号  
株式会社 日立製作所 電力・電機開発研究所内

【氏名】 柳田 憲史

## 【発明者】

【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町七丁目 2 番 1 号  
株式会社 日立製作所 電力・電機開発研究所内

【氏名】 北口 博司

## 【発明者】

【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町七丁目 2 番 1 号  
株式会社 日立製作所 電力・電機開発研究所内

【氏名】 土屋 一俊

## 【発明者】

【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町七丁目 2 番 1 号  
株式会社 日立製作所 電力・電機開発研究所内

【氏名】 横井 一磨

## 【特許出願人】

【識別番号】 000005108

【氏名又は名称】 株式会社 日立製作所

## 【代理人】

【識別番号】 100075096

【弁理士】

【氏名又は名称】 作田 康夫

【電話番号】 03-3212-1111

## 【手数料の表示】

【予納台帳番号】 013088

【納付金額】 21,000円

## 【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要



【書類名】 明細書

【発明の名称】 放射線検査装置及び放射線検査方法

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の放射線通路が形成されたコリメータ装置と、前記放射線通路を通過する放射線を検出する複数の放射線検出器と、前記複数の放射線検出器、及び前記コリメータ装置のいずれかを前記放射線通路の軸心と交差する方向に移動させる移動装置とを含む放射線検出装置を備え、

前記放射線通路の前記交差する方向における断面積が、前記放射線検出器のその方向における断面積よりも大きいことを特徴とする放射線検査装置。

【請求項 2】

複数の放射線通路が形成されたコリメータ装置と、前記放射線通路を通過する放射線を検出する複数の放射線検出器と、前記複数の放射線検出器、及び前記コリメータ装置のいずれかを前記放射線通路の軸心と交差する方向に移動させるコリメータ移動装置とを含む放射線検出装置を備え、

それぞれの前記放射線通路に対して、複数の前記放射線検出器を対向させて配置していることを特徴とする放射線検査装置。

【請求項 3】

前記複数の放射線検出器から出力された放射線検出信号から得られた情報を用いて断層像を作成する断層像作成装置を備えた請求項 1 または請求項 2 記載の放射線検査装置。

【請求項 4】

前記移動装置を制御する制御装置を備えた請求項 1 または請求項 2 記載の放射線検査装置。

【請求項 5】

複数の放射線通路を形成する遮蔽部材を有するコリメータ装置と、前記放射線通路を通過する放射線を検出する複数の放射線検出器と、前記コリメータ装置を移動させる移動装置とを含む放射線検出装置と、

前記移動装置を制御し、前記遮蔽部材を、前記放射線検出器のある側面の延長

線上の位置からその放射線検出器の他の側面の延長線上への前記遮蔽部材の移動を制御する制御装置と、

前記放射線検出器の出力である放射線検出信号から得られた情報を用いて断層像を作成する断層像作成装置とを備え、

前記放射線通路の前記交差する方向における断面積が、前記放射線検出器のその方向における断面積よりも大きいことを特徴とする放射線検査装置。

**【請求項 6】**

前記放射線検出装置を被検体に乗るベッドの周囲を回転させる回転装置を備えた請求項 1，請求項 2 及び請求項 5 のいずれかに記載の放射線検査装置。

**【請求項 7】**

前記コリメータ装置は、前記放射線検出装置に設けられた一対のコリメータ保持部材に移動可能に取り付けられている請求項 1，請求項 2 及び請求項 5 のいずれかに記載の放射線検査装置。

**【請求項 8】**

全ての前記放射線検出器が前記一対のコリメータ保持部材の間に配置されている請求項 7 に記載の放射線検査装置。

**【請求項 9】**

前記放射線検出器から出力された放射線検出信号を入力し、前記情報を出力する放射線検出信号処理装置を、前記複数の放射線検出器ごとに設けた請求項 5 記載の放射線検査装置。

**【請求項 1 0】**

複数の放射線通路が形成されたコリメータ装置と、前記放射線通路を通過する放射線を検出する複数の放射線検出器と、前記複数の放射線検出器と前記コリメータ装置とを前記放射線通路の軸心と交差する方向に相対的に移動させる移動装置とを含む放射線検出装置を備え、

前記放射線通路の前記交差する方向における断面積が、前記放射線検出器のその方向における断面積よりも大きいことを特徴とする放射線検査装置。

**【請求項 1 1】**

複数の放射線検出器と、複数の放射線通路が形成され、前記放射線通路の、前

記放射線通路の軸心と交差する方向における断面積が、前記放射線検出器のその方向における断面積よりも大きいコリメータ装置とを備えた放射線検査装置を用いて行う放射線検査方法であって、

前記放射線検出器は前記放射線通路を通過する放射線を検出し、

前記複数の放射線検出器、及び前記コリメータ装置のいずれかを前記放射線通路の軸心と交差する方向に移動させることを特徴とする放射線検査方法。

#### 【請求項 1 2】

前記放射線検出装置を、被検体に乗っているベッドの周囲を回転させる請求項 1 1 記載の放射線検査方法。

#### 【請求項 1 3】

前記複数の放射線検出器から出力された放射線検出信号から得られた情報を用いて断層像を作成する請求項 1 1 または請求項 1 2 記載の放射線検査方法。

#### 【発明の詳細な説明】

##### 【0 0 0 1】

#### 【発明の属する技術分野】

本発明は、放射線検査装置及び放射線検査方法に係り、特に単光子放出型 C T (シングル・フォトン・エミッション・コンピューテッド・トモグラフィ (Single Photon Emission Computed Tomography) )、以下、S P E T という) 及びデジタルラジオグラフィーに適用するのに好適な放射線検査装置及び放射線検査方法に関するものである。

##### 【0 0 0 2】

#### 【従来の技術】

被検体である被検診者の体内の機能、形態を無侵襲で撮像する技術として、放射線を用いた検査がある。その中で、使用する放射線が電離を起こすことのできる電離放射線を用いた代表的な検査方法としては、S P E C T 及びデジタルラジオグラフィーがある。

##### 【0 0 0 3】

S P E C T は、放射性核種であるシングルフォトン放出核種 ( $^{99}\text{Tc}$ ,  $^{67}\text{Ga}$ ,  $^{201}\text{Tl}$  等)、及び特定の腫瘍(癌) または特定の分子に集積する性質を有する物



質（例えば糖）を含む放射性薬剤（以下、単に放射性薬剤という）を被検診者に投与し、放射性核種から放出される $\gamma$ 線を放射線検出器で検出する。SPECTによる検査時によく用いられるシングルフォトン放出核種から放出される $\gamma$ 線のエネルギーは数10keVから数100keV前後である。SPECTの場合、単一 $\gamma$ 線が放出されるため、放射線検出器に入射した $\gamma$ 線の角度が得られない。そこで、コリメータを用いて特定の角度から入射する $\gamma$ 線のみを放射線検出器で検出することにより角度情報を得ている。SPECTは、例えば癌の患部に集積した放射性薬剤に含まれたシングルフォトン放出核種から放出されて被検診者の対外に達した $\gamma$ 線を放射線検出器で検知して放射性薬剤を多く消費する場所を特定する検査方法である。SPECTに用いる $^{99}\text{Tc}$ 、 $^{67}\text{Ga}$ 、 $^{201}\text{Tl}$ は、半減期が6時間から3日である。放射性薬剤の代表例としては、骨に転移した癌病巣を検査するテクネシウムリン酸塩、甲状腺検査に用いるヨウ化ナトリウムなどがある。

#### 【0004】

一般に、X線透視では体内を透過したX線をフィルムに感光させて透過X線強度を測定している。これに対して、デジタルラジオグラフィー（デジタルX線検査装置）は、フィルムの変わりに放射線検出器をアレイ状に並べたフラットパネルディテクタを用いて被検診者を透過したX線の強度を測定する装置である。デジタルラジオグラフィーは、従来のX線写真に比べて、透過X線強度のデジタル保存及び画像処理が可能である。

#### 【0005】

SPECT及びデジタルラジオグラフィーに用いられる放射線検出装置の一例が、特許文献1に記載されている。この放射線検出装置は、X、Y方向に配列された多数のシンチレータ（放射線検出器）の前面にコリメータを配置している。コリメータに形成された、 $\gamma$ 線を通す $\gamma$ 線通路（貫通孔）のサイズは、放射線検出器のサイズに等しい。

#### 【0006】

##### 【特許文献1】

特開2000-180551号公報、2～3頁、図1

**【0007】****【発明が解決しようとする課題】**

上記した放射線検出装置はコリメータにより規定された特定の方向の $\gamma$ 線を検出している。つまり、コリメータにより多くの $\gamma$ 線が遮蔽されている。しかし、遮蔽される $\gamma$ 線の量を低減させるために、コリメータに形成された、 $\gamma$ 線を通す $\gamma$ 線通路（貫通孔）を大きくした場合には、 $\gamma$ 線の検出信号を用いて作成される画像の空間分解能が低下する。しかし、画像の空間分解能を高めるために、特開 2 0 0 0 - 1 8 0 5 5 1 号公報に記載された放射線検出装置は、 $\gamma$ 線通路のサイズが放射線検出器のサイズに等しいコリメータを用いている。しかしながら、そのようなコリメータの使用は、放射線検出器における $\gamma$ 線の検出感度を向上させることはできない。

**【0008】**

本発明の目的は、検査時間を短縮でき、かつ得られる画像の空間分解能を向上できる放射線検査装置及び放射線検査方法を提供することにある。

**【0009】****【課題を解決するための手段】**

上記した目的を達成する本発明の特徴は、コリメータ装置に形成された複数の放射線通路の、放射線通路の軸心と交差する方向における断面積が、前記放射線検出器のその方向における断面積よりも大きく、前記複数の放射線検出器、及びコリメータ装置のいずれかをその交差する方向に移動させることにある。

**【0010】**

コリメータ装置に形成された放射線通路の上記断面積が放射線検出器のその断面積よりも大きいため、一個当りの放射線検出器に入射する $\gamma$ 線が増大する。これは、放射線検出器の放射線の検出感度を増大させ、被検体に対する検査時間を大幅に短縮できる。また、前記複数の放射線検出器、及びコリメータ装置のいずれかをその交差する方向に移動させるため、各放射線検出器から出力されたそれぞれの放射線検出信号より得られた情報を用いて作成される断層像の空間分解能が向上する。

**【0011】**

**【発明の実施の形態】**

発明者等は、相反する課題、検査時間の短縮、すなわち $\gamma$ 線の検出感度（ $\gamma$ 線の放射線検出器到達確率）の向上、及び画像の空間分解能の向上の両方の課題を達成できる案を種々検討した。この結果、発明者らは、放射線検出器の横断面積よりも大きな横断面積の $\gamma$ 線通路を複数有するコリメータと、放射線検出器との相対的な位置関係を時間的に変化させることによって、相反するそれらの課題を達成できることを発見した。

**【0 0 1 2】**

両方の課題を達成した本発明の基本概念を、図1及び図2に示す具体的な事例を用いて説明する。図1は、例えば、6行6列に配置された36個の放射線検出器6の領域のみにおいて、各放射線検出器6とコリメータの遮蔽部材8との配置関係を、遮蔽部材8側から見た状態を模式的に示している。格子状の遮蔽部材8は、放射線遮蔽材で構成される。遮蔽部材8は、X方向（後述のベッド26の長手方向）及びY方向（後述のベッド26の長手方向と直交する方向）におけるそれぞれの幅が放射線検出器二個分の幅を有する複数の $\gamma$ 線通路11を形成する。各 $\gamma$ 線通路11の横断面積は、正形状に配置された4個の放射線検出器6の横断面積に実質的に等しい。このような遮蔽部材8は、図1（A）の状態からX方向に1つの放射線検出器6の幅だけ移動される（図1（B）参照）。その後、遮蔽部材8は、Y方向に1つの放射線検出器6の幅だけ移動される（図1（C）参照）。図1（A）、図1（B）及び図1（C）の状態で、放射性薬剤が投与された被検診者から放出される $\gamma$ 線が、それぞれ設定時間ごとに放射線検出器6によって検出される。

**【0 0 1 3】**

遮蔽部材8における $\gamma$ 線検出の感度の増大、すなわち、1つの放射線検出器6で検出される $\gamma$ 線の数の増加について検証する。問題の簡単化のために、まず、 $\gamma$ 線源38とコリメータが一次元的に配置されている場合を考え、それから本発明における、放射線検出器6で検出される $\gamma$ 線の数の増加について考える。この場合、統計的に十分長い時間、すなわちT（秒）間に放射線検出器1個に入射し得る立体角当りN個の $\gamma$ 線が発生したとすれば、従来のコリメータの格子状の遮

蔽部材 8 D (図 2 (C)) では、 $\gamma$  線が放射線検出器 6 E に対して T 秒当りに N 個ずつ入射される。遮蔽部材 8 D の各  $\gamma$  線通路 1 1 B の横断面積は、1 個の放射線検出器の横断面積にほぼ等しい。従って、遮蔽部材 8 D では、0 ~ 2 T 秒の間において約 2 N 個の  $\gamma$  線が放射線検出器 6 E に入射される。ここで、 $\gamma$  線源 3 8 は、患部内に集積した放射性薬剤に含まれるシングルフォトン放出核種である。

#### 【0 0 1 4】

$\gamma$  線通路の横断面積が大きい遮蔽部材 8 により構成されるコリメータは、遮蔽部材 8 D で構成されるコリメータよりも疎なコリメータである。

#### 【0 0 1 5】

遮蔽部材 8 と放射線検出器 6 との位置関係が図 2 (A) の状態 (図 1 (A) の状態) になった後、 $\gamma$  線源 3 8 から放出される  $\gamma$  線は、0 ~ T 秒の間で、1 つの  $\gamma$  線通路 1 1 に面する放射線検出器 6 E, 6 F にほぼ N 個ずつ入射される。T 秒経過後に、遮蔽部材 8 は、放射線検出器一個分だけ矢印 5 5 の方向 (X 方向) に移動される。このとき、放射線検出器 6 D, 6 E が 1 つの  $\gamma$  線通路 1 1 に面する (図 2 (B))。図 2 (B) (図 1 (B)) の状態では、T ~ 2 T 秒の間に、 $\gamma$  線源 3 8 からの  $\gamma$  線が放射線検出器 6 D, 6 E にほぼ N 個ずつ入射する。従って、遮蔽部材 8 を用いることによって、実質 4 N 個の  $\gamma$  線が放射線検出器に入射される。このように、複数の放射線検出器 6 が面する大きさの  $\gamma$  線通路 1 1 を複数有するコリメータを用いた場合は、一個の放射線検出器の横断面積と同じ横断面積の  $\gamma$  線通路を有するコリメータを用いた場合に比べて、 $\gamma$  線が、およそ (コリメータの  $\gamma$  線通路の横断面積 / 放射線検出器の横断面積) 倍入射する。本明細書で記述する  $\gamma$  線通路の横断面積及び放射線検出器の横断面積は、 $\gamma$  線通路の軸心と直交する方向での断面積を意味する。図 1 (A) に示された遮蔽部材 8 は、 $\gamma$  線通路 1 1 の横断面積が 1 つの放射線検出器 6 のその 4 倍あるため、図 2 (C) に示された遮蔽部材 8 D に比べて  $\gamma$  線の検出感度が 4 倍になる。

#### 【0 0 1 6】

このような感度向上に対し、統計的なノイズがどのように変化するかについてシミュレーションした。シミュレーションにおいては、 $\gamma$  線源 3 8 が図 3 に示す均一濃度の円筒形の  $\gamma$  線源 5 6 であると仮定し、更に  $\gamma$  線源 5 6 からシングルフ

ォトン ( $\gamma$  線) が、放出されると仮定した。また、放射線検出器 6 の検出効率は簡単化のため 100% であると仮定した。このとき、遮蔽部材 8 の使用時において放射線検出器 6 から出力された  $\gamma$  線検出信号を用いて作成された画像と、従来のコリメータの遮蔽部材 8 D の使用時において放射線検出器 6 から出力された  $\gamma$  線検出信号を用いて作成された画像との差を、検証した。 $\gamma$  線が  $\gamma$  線源 5 6 から 1 億回あらゆる方向に等確率で放出されたことを想定し、この場合における画像再構成を行った。再構成された画像と理想画像 (つまり  $\gamma$  線源 5 6 をボクセル分割しただけの画像) との相関係数を評価した。相関係数の定義は、理想画像の各画素の画素値ベクトルを  $p$ 、再構成画像の各画素の画素値ベクトルを  $q$ 、画素値ベクトル  $p$  の標準偏差を  $\sigma_p$ 、画素値ベクトル  $q$  の標準偏差を  $\sigma_q$ 、画素値ベクトル  $p$  と画素値ベクトル  $q$  の平均を求める操作を  $E(p \cdot q)$  とすると、相関係数は (1) 式で表される。それぞれのコリメータを使用したときにおけるそれぞれ

$$\text{相関係数} = \{E(p \cdot q) - E(p) E(q)\} / (\sigma_p \cdot \sigma_q) \quad \cdots (1)$$

の再構成画像の相関係数を計算した結果、遮蔽部材 8 D の場合は 0.577 であったのに対し、遮蔽部材 8 の場合は 0.824 となった。つまり、本発明では、従来例よりも統計的なノイズの収束が早いため、画像が早く最終状態に近づくことが分かった。この結果、遮蔽部材 8 を用いることによって、放射線検出器 6 の  $\gamma$  線の検出感度が向上するため、検査時間が短縮される。これは、被検診者に対してより高速な検査を可能にする。

#### 【0017】

次に、コリメータを移動させる狙いについて説明する。例えば、遮蔽部材 8 を図 1 (A), 図 1 (B), 図 1 (C) と移動させることによって、各放射線検出器 6 に入射される  $\gamma$  線の入射範囲を変えている。すなわち、各放射線検出器 6 の、 $\gamma$  線通路 11 の軸方向に沿って延びる 4 つの側面の延長線上に、 $\gamma$  線通路 11 の 4 つの側面が位置するように、遮蔽部材 8 が順次移動される。このような遮蔽部材 8 の移動は、例えば放射線検出器 6 E を、実質的に、コリメータに形成された、1 つの放射線検出器 6 E の横断面と実質的に等しい横断面を有する  $\gamma$  線通路に対向させた場合と等価な状態を形成することになる。その結果、遮蔽部材 8 を移動した場合において各放射線検出器の  $\gamma$  線検出信号を基に得られた断層像の空

間分解能は、遮蔽部材 8 で構成されたコリメータを動かさない場合に比べて向上する。更に、遮蔽部材 8 を移動した場合に得られたその断層像は、放射線検出器 6 の横断面積と等しい横断面積を有する遮蔽部材 8 D を用いて得られた  $\gamma$  線検出信号を基に作成された断層像と同等の空間分解能を得ることができる。

#### 【0018】

(実施例 1)

本発明の好適な一実施例である放射線検査装置を、図 4 及び図 5 を用いて説明する。

#### 【0019】

本実施例の放射線検査装置 1 は、放射線検出装置 2 A, 2 B, 被検診者保持装置 2 4, 信号処理装置 2 8 及び断層像作成装置 2 9 を備える。放射線検出装置 2 A 及び 2 B は同じ構造を有するので、放射線検出装置の構造を放射線検出装置 2 A に基づいて説明する。放射線検出装置 2 A は、ケーシング(一点鎖線で表示)内に多数の放射線検出器 6, コリメータ装置 7 及びコリメータ移動装置 1 3 A, 1 3 B を備える。被検診者保持装置 2 4 は、支持部材 2 5、及び支持部材 2 5 の上端部に位置して長手方向に移動可能に支持部材 2 5 に設置されたベッド 2 6 を有する。多数の放射線検出器 6 は、ベッド 2 6 の長手方向に複数列、及びベッド 2 6 の長手方向と直行する方向に複数行配置されて、平板状の検出器保持部材 3 に設置されている。放射線検出器 6 は、半導体放射線検出器であり、検出部である 5 mm 立方体の半導体素子部をカドミウムテルル (CdTe) で構成している。その検出部はガリウムヒ素 (GaAs) またはカドミウムテルル亜鉛 (CZT) で構成してもよい。一対のコリメータ保持部材 4, 5 がベッド 2 6 の長手方向において検出器保持部材 3 の両端部に取り付けられる。

#### 【0020】

放射線検出装置 2 A, 2 B の各検出器保持部材 3 は、環状の連結部材 1 7 の内面に設置され、連結部材 1 7 によって連結される。連結部材 1 7 の外周部に形成されてベッド 2 6 の長手方向に突出した突出部 5 2 が、支持部材 1 9 に形成された案内溝 2 0 と噛合う。支持部材 1 9 は検査室の床面に据付けられる。連結部材 1 7 は、突出部 5 2 が案内溝 2 0 によってガイドされることによって周方向に移

動できる。モータ 21 が、支持部材 19 内に形成される空間内に配置されて支持部材 19 に設置される。ピニオン 22 が、モータ 21 の回転軸 36 に連結され、連結部材 17 の外周面に形成されたラック 18 と噛合っている。

#### 【0021】

コリメータ装置 7 は、図 6 に示すように、矩形状の支持枠 9、及び放射線遮蔽材で構成されコリメータの本体である格子状の遮蔽部材 8 を備える。支持枠 9 は、矩形状の貫通孔 16 を有し、ベッド 26 の長手方向（矢印 53 の方向）及びその長手方向と直交する方向（矢印 54 の方向）において少なくとも放射線検出器 6 一個分の移動ができるように、コリメータ保持部材 4, 5 に取り付けられる。遮蔽部材 8 は、貫通孔 16 の真上に位置し、端部がそれぞれ支持枠 9 に固定される。遮蔽部材 8 は  $\gamma$  線が通過する開口である複数の  $\gamma$  線通路 11 を形成している。 $\gamma$  線通路 11 の正方形の横断面積は、前述のコリメータ 8A の  $\gamma$  線通路 11 と同様に放射線検出器 6 の横断面積の 4 倍である。

#### 【0022】

ラック 12A が、支持枠 9 の 1 つの隅部の下面（遮蔽部材 8 が取り付けられる支持枠 9 の面とは反対の面）に矢印 53 の方向（ベッドの長手方向）に設けられる。ラック 12B が、支持枠 9 の他の 1 つの隅部の下面に矢印 54 の方向（ベッドの長手方向と直交する方向）に設けられる。ピニオン 45 がラック 12A に、ピニオン 47 がラック 12B にそれぞれ噛合うことができる。ピニオン 45 はモータ 58（図 4）の回転軸に、ピニオン 47 はモータ 50 の回転軸にそれぞれ取り付けられる。モータ 50 は、検出器保持部材 3 に取り付けられたモータ移動装置 51 に設置される。図示されていないが、モータ 58 を設置したモータ移動装置が、検出器保持部材 3 に取り付けられる。コリメータ移動装置 13A は、ピニオン 45、モータ 58、及びモータ 58 を設置したモータ移動装置（図示せず）を有する。コリメータ移動装置 13B は、ピニオン 47、モータ 50 及びモータ移動装置 51 を有する。モータ 50 及びモータ移動装置 51 の起動停止、及びモータ 58、及びモータ 58 が設置されるモータ移動装置の起動停止を制御する制御装置 48 が設けられる。制御装置 48 の替りに、モータ 50 及びモータ移動装置 51 の起動停止を制御する制御装置、及びモータ 58、及びモータ 58 が設置さ

れるモータ移動装置の起動停止を制御する制御装置をそれぞれ設けてもよい。

#### 【0023】

$\gamma$ 線通路11の軸方向に沿ってモータ50を移動させるモータ移動装置51は、例えば、モータ50に取り付けられた中空棒の多端にナットを設置し、このナットと噛合うネジ棒を設け、このネジ棒を、減速機構を介してモータ移動装置51のモータ（図示せず）の回転軸に連結して構成される。ナットは外周部で回り止め部材と係合され周り止め部材によって $\gamma$ 線通路11の軸方向への移動をガイドされる。モータ58を移動するモータ移動装置も同様な構成を有する。

#### 【0024】

信号処理装置28は、各放射線検出器6ごとに設けられて該当する放射線検出器6に接続された複数の $\gamma$ 線検出信号処理装置27を有する。各 $\gamma$ 線検出信号処理装置27は断層像作成装置29に接続される。断層像作成装置29は、記憶装置30及び表示装置31に接続される。

#### 【0025】

SPECTによる診断を受ける被検診者33は、 $^{99}\text{Tc}$ を含む放射性薬剤を注射により体内に投与される。投与される放射性薬剤は、検査目的（癌の場所を把握、または心臓の動脈流の検査等）に応じて選ばれる。被検診者33に投与された放射性薬剤は、被検診者33の患部（例えば癌の患部）34に集まる。放射性薬剤を投与された被検診者33は、ベッド26上に寝かせられる。ベッド26の移動によって、被検診者33を放射線検出装置2Aと放射線検出装置2Bとの間に形成される検査空間32内に移動する。事前の検査によって癌の患部の位置が分かっている場合には、その患部34を検査空間32内に位置させる。

#### 【0026】

患部34に集積した放射性薬剤から放出された $\gamma$ 線は、コリメータ装置7の遮蔽部材8によって形成された $\gamma$ 線通路11、及び支持枠9によって形成された貫通孔16を通過し、放射線検出器6によって検出される。SPECT用の放射性薬剤に含まれる放射性核種はシングルフォトン放出核種であるため、患部34から放出された一個の $\gamma$ 線は一方向に放出される。放射線検出器6は、 $\gamma$ 線の検出によって $\gamma$ 線検出信号を出力する。 $\gamma$ 線検出信号は、 $\gamma$ 線検出信号処理装置27



に入力される。

#### 【0027】

$\gamma$ 線検出信号処理装置27に入力された $\gamma$ 線検出信号は、最初に急激に立下り、その後、指数関数的に0に近づくような形になっているため、まず、波形整形される。 $\gamma$ 線検出信号のその波形整形は、 $\gamma$ 線検出信号の処理を円滑に行うためになされる。 $\gamma$ 線検出信号は、波形整形によって時間的なガウス分布の波形を有する $\gamma$ 線検出信号に変換される。ところで、放射性薬剤から発生した $\gamma$ 線はかなりの確率で被検診者33の体内で散乱する。放射線検出器6で検出されたその散乱 $\gamma$ 線は、放射性薬剤が集積した患部34の位置情報を有していなく、散乱した位置の情報を有しているに過ぎない。患部34の位置特定に対してノイズとなる散乱 $\gamma$ 線は、 $\gamma$ 線検出信号処理装置27で除去される。すなわち、散乱 $\gamma$ 線のエネルギーは低いので、フィルタにて所定のエネルギー設定値より小さいエネルギーを有する $\gamma$ 線検出信号を除去することにより、 $\gamma$ 線検出信号処理装置27が散乱 $\gamma$ 線を計数することが防止される。

#### 【0028】

患部34に集積した放射性薬剤から放出されて体内で散乱しなかった $\gamma$ 線（非散乱 $\gamma$ 線）に対する $\gamma$ 線検出信号は、上記エネルギー設定値以上のエネルギーを有するため上記のフィルタによって除去されず、 $\gamma$ 線検出信号処理装置27によって計数される。 $\gamma$ 線検出信号処理装置27は、得られた計数情報に、その $\gamma$ 線検出信号処理装置27に接続される放射線検出器6の位置を示す位置情報を付与し、計数情報及びその位置情報を出力する。断層像作成装置29は、各 $\gamma$ 線検出信号処理装置27から出力された計数情報及び放射線検出器6の位置情報を入力し、これらの情報を記憶装置30に記憶させる。詳細は後述するが、断層像作成装置29は、計数情報及び位置情報を用いて患部34の断層像を作成する。

#### 【0029】

次に、放射線検出装置2A、2Bを用いた被検診者33の体内から放出される $\gamma$ 線の検出を、詳細に説明する。その $\gamma$ 線の検出時では、モータ21が回転され、ラック18と噛合ったピニオン22が回転する。ピニオン22の回転により、連結部材17が案内溝20に沿って周方向に移動する（連結部材17が回転）。

これにより、放射線検出装置 2 A, 2 B が、ベッド 26 上に横たわっている被検診者 33 の周囲、すなわちベッド 26 の周囲を旋回する。旋回する放射線検出装置 2 A, 2 B の各放射線検出器 6 は、被検診者 33 から四方八方に放出される  $\gamma$  線を効率良く検出することができる。

### 【0030】

本実施例の特徴であるコリメータ装置 7 の移動を説明する。放射線検出装置 2 A, 2 B に設けられた各コリメータ装置 7 の移動は同じであるため、放射線検出装置 2 B のコリメータ装置 7 を例にとってその移動について説明する。コリメータ装置 7 を移動しないときには、ピニオン 45 がラック 12 A から離されており、ピニオン 47 もラック 12 B から離されている。このとき、コリメータ装置 7 の遮蔽部材 8 は、図 1 (A) の状態にある。この状態は T 秒間続く。被検診者 33 から放出される  $\gamma$  線を検出する場合には、放射性薬剤が集積した患部 34 が、図 1 (A) に対応する図 2 (A) の  $\gamma$  線源 38 に相当する。 $\gamma$  線通路 11 の横断面積は図 2 (C) に示す遮蔽部材 8 D の  $\gamma$  線通路 11 B の横断面積よりも広い。ため、遮蔽部材 8 は遮蔽部材 8 D よりも  $\gamma$  線を遮る確率が小さい。1 つの  $\gamma$  線通路 11 を T 秒間に通過する多数の  $\gamma$  線は、その  $\gamma$  線通路 11 に対向する 4 つの放射線検出器 6 のいずれかで検出される。

### 【0031】

T 秒経過後に、コリメータ装置 7、具体的には遮蔽部材 8 が、図 1 (B) の状態になるまで、矢印 53 の方向に放射線検出器 6 一個分だけ移動される。具体的には、モータ移動装置 (図示せず) は、制御装置 48 からの第 1 ピニオン噛合い制御信号によって駆動され、ピニオン 45 及びモータ 58 を、矢印 57 の方向 ( $\gamma$  線通路 11 の軸方向) で支持枠 9 側に移動させ、ピニオン 45 をラック 12 A に噛合せる。その後、そのモータ 58 は、制御装置 48 からの第 1 支持枠移動制御信号に基づいて駆動されてピニオン 45 を回転させ、支持枠 9 を矢印 53 の方向に移動させる。制御装置 48 の制御により、遮蔽部材 8 が矢印 53 の方向に第 1 の設定距離 (例えば、放射線検出器 6 の一個分の幅) だけ移動した後、ピニオン 45 及びモータ 58 は、制御装置 48 からのピニオン離脱制御信号に基づいたそのモータ移動装置の駆動によって、矢印 57 の逆方向に移動される。ピニオン

45がラック12Aより離される。コリメータ装置7が図1(B)の状態になった後、 $T \sim 2T$ 秒の間、各放射線検出器6で被検診者33から放出される $\gamma$ 線を検出する。コリメータ装置7、具体的には遮蔽部材8が矢印53の方向に第1の設定距離だけ移動した(図1(B)の状態になった)後も、コリメータ装置7は位置がずれるだけであり、遮蔽部材8は位置がずれた状態でも隣接した放射線検出器6の各対向面の延長線上に位置することになる。

#### 【0032】

2T秒経過後に、遮蔽部材8が、図1(C)の状態になるまで、矢印54の方向に放射線検出器6一個分だけ移動される。モータ移動装置51は、制御装置48からの第2ピニオン噛合い制御信号によって駆動され、ピニオン47及びモータ50を、矢印57の方向で支持枠9側に移動させ、ピニオン47をラック12Bに噛合せる。その後、モータ50は、制御装置48からの第2支持枠移動制御信号に基づいて駆動されてピニオン47を回転させ、支持枠9を矢印54の方向に移動させる。制御装置48の制御により、遮蔽部材8が矢印54の方向に第2の設定距離(例えば、放射線検出器6の一個分の幅)だけ移動した後、モータ50及びピニオン47は、制御装置48からのピニオン離脱制御信号に基づいたモータ移動装置51の駆動によって、矢印57の逆方向に移動される。本実施例では、第2の設定距離は第1の設定距離に等しい。ピニオン47がラック12Bより離される。コリメータ装置7が図1(C)の状態になった後、 $2T \sim 3T$ 秒の間、各放射線検出器6で被検診者33から放出される $\gamma$ 線が検出される。コリメータ装置7、具体的には遮蔽部材8が矢印54の方向に第2の設定距離だけ移動した(図1(C)の状態になった)後も、コリメータ装置7は位置がずれるだけであり、遮蔽部材8は位置がずれた状態でも隣接した放射線検出器6の各対向面の延長線上に位置することになる。

#### 【0033】

ラック12A、12Bの幅(ラックに形成された歯の長手方向における幅)は、横断面が正方形である放射線検出器6一個のその横断面での幅よりも大きくなっている。このため、コリメータ装置7が矢印54の方向に放射線検出器6一個分だけ移動した場合でも、ピニオン45をラック12Aに噛合せることができる

。また、コリメータ装置 7 が矢印 53 の方向に放射線検出器 6 一個分だけ移動した場合でも、ピニオン 47 をラック 12B に噛合せることができる。

#### 【0034】

前述のコリメータ装置 7 の移動によって、各放射線検出器 6 が 1 つの放射線検出器の横断面と実質的に等しい横断面を有する  $\gamma$  線通路にそれぞれ対向するのと等価な状態が形成される。記憶装置 49 は、制御装置 48 が各制御信号を出力する際に必要とする制御情報を記憶する。

#### 【0035】

3T 秒経過後、例えば、上記のコリメータ装置 7 の移動とは逆の操作により、コリメータ装置 7 は図 1 (A) の状態に戻される。すなわち、ラック 12B と噛合ったピニオン 47 を回転させて支持枠 9 を矢印 54 の方向と逆方向に放射線検出器 6 一個分だけ移動させる。その後、ラック 12B とピニオン 47 との噛合いを解放し、次に、ラック 12A とピニオン 45 を噛合わせる。ピニオン 45 の回転により、支持枠 9 を矢印 53 の方向と逆方向に放射線検出器 6 一個分だけ移動させる。

#### 【0036】

本実施例では、放射線検出装置 2A, 2B が被検診者 33 の周りを回転している状態で、放射線検出装置 2A, 2B の各コリメータ装置 7 は、T 秒ごとに、図 1 (A) → 図 1 (B) → 図 1 (C) の移動が繰り返される。コリメータ装置 7 の移動中も含めて図 1 の各状態において、放射線検出装置 2A, 2B に含まれる各放射線検出器 6 が、該当する  $\gamma$  線通路 11 を通過する  $\gamma$  線を検出する。各放射線検出器 6 から出力された各  $\gamma$  線検出信号は、前述したように処理される。

#### 【0037】

各  $\gamma$  線検出信号処理装置 27 からの出力情報を入力した断層像作成装置 29 は、各出力情報（計数情報及び位置情報）を記憶装置 30 に記憶する。断層像作成装置 29 は、図 7 に示す処理手順により断層像を作成する。この断層像の作成を以下に詳細に説明する。本実施例における断層像は、反復法を用いて作成される。反復法は Medical Imaging Technology, Vol. 18, No. 1, 40～45 頁に記載されており、反復法には OS-EM、及び座標降下法などがある。反復法を適

用した上記処理手順を、図 7 を用いて説明する。

#### 【0038】

まず、被検診者 33 の体内をボクセル分割する（ステップ 40）。その分割の方法は任意であるが、本実施例では、図 8 に示すように、その体内を格子状に  $m$  個のボクセルに分割する。実際には図 3 に示すようにボクセルは立方体である。各々のボクセル値を  $x$  とし、 $i$  番目のボクセル値を  $x_i$  とする。また、本実施例において放射線検出装置 2A, 2B にそれぞれ設置された放射線検出器 6 の個数は  $N_0$  個であり、放射線検出装置 2A, 2B の各々が被検診者 33 の周囲を半回転する間に放射線検出装置 2A, 2B を  $P$  回停止させて  $\gamma$  線を検出（撮像）し、さらにその  $P$  回の撮像に対してコリメータ装置 7 の移動により  $K$  種類のコリメータパターンがある場合には、被検診者 33 から放出される  $\gamma$  線を検出する検出位置パターンの合計数は  $P \times K \times N_0$  であり、検出位置パターン  $j$  ( $j$  は  $1 \sim P \times K \times N_0$  の間の値) において放射線検出器 6 に入射した  $\gamma$  線の個数は  $y_j$  個であるとする。

#### 【0039】

次に、各ボクセルで  $\gamma$  線が発生したときの各放射線検出器 6 への  $\gamma$  線の入射確率を計算する（ステップ 41）。 $\gamma$  線の入射確率とはボクセル  $x_i$  で発生した  $\gamma$  線が放射線検出器  $b_j$  に到達する確率を意味する。換言すれば、 $\gamma$  線の入射確率は反復法における投影行列  $A$  の要素  $a_{ij}$  である。入射確率は、コリメータ装置 7 の遮蔽部材 8 の形状、放射線検出器 6 の位置、放射線検出器 6 の移動パターン、ボクセルのサイズと形状、および被検診者 33 の形状により決定される。入射確率を決定する方法を以下に示す。

#### 【0040】

まず、条件として、放射線検出器の回転が  $p$  番目であり、コリメータ装置 7 の  $k$  番目の移動パターンで  $n$  番の放射線検出器に  $\gamma$  線が入射するとき、シリーズ  $j$  が  $((p-1) \times K \times N_0 + (k-1) \times N_0 + n)$  であるとした場合、あるボクセル  $i$  で発生した  $\gamma$  線がシリーズ  $j$  の放射線検出器 6 に入射する確率  $a_{ij}$  は、ボクセル  $i$  から見た、シリーズ  $j$  の放射線検出器の占める立体角を  $\Omega$  ( $=$  (ボクセル  $i$  から見えるシリーズ  $j$  の放射線検出器の面積) / (ボクセル  $i$  とシリーズ  $j$

の放射線検出器 ( $p, n$  で決定) の距離を半径とする球の表面で、 $i, p, n$  に依存)、コリメータ装置 7 による  $\gamma$  線の阻害率を  $\chi$ 、被検診者 33 の体内での  $\gamma$  線減衰率を  $\mu$  とすると、

$$a_{ij} = \Omega \times \chi \times \mu$$

となる。もう少し具体的な例を図 8 を用いて示す。患部 34 内のあるボクセル  $x_i$  で発生した  $\gamma$  線 43 が、遮蔽部材 8 に形成された  $\gamma$  線通路 11 を通して、放射線検出器の回転が  $p$  であり、コリメータ装置の移動パターンが  $k$  で  $n$  番目の放射線検出器 6E に入射する場合、ボクセル  $x_i$  で発生した  $\gamma$  線がシリーズ  $j$  ( $= (p-1) \times K \times N_0 + (k-1 \times N_0 + n)$ ) の放射線検出器 6E に入射する確率は、コリメータ装置 7 の影響を受けないため、 $\chi = 1$  となる。このため、 $i, p, n$  により決定する立体角を  $\Omega$ 、被検診者 33 の内部における減衰を  $\mu$  とすると、あるボクセル  $i$  で発生した  $\gamma$  線がシリーズ  $j$  の放射線検出器 6 に入射する確率  $a_{ij}$  は、

$$a_{ij} = \Omega \times \mu$$

となる。一方、ボクセル  $x_i$  で発生した  $\gamma$  線 44 がコリメータ装置 7 の遮蔽部材 8 により減衰して吸収される場合、例えば  $(j+4)$  番目の放射線検出器 6F に入射されない場合には、 $\chi = 0$  となり、あるボクセル  $x_i$  で発生した  $\gamma$  線が  $(j+4)$  の位置の放射線検出器 6F についてのシリーズ値は ' $j$ ' ( $= (p-1) \times K \times N_0 + (k-1 \times N_0 + n + 4 = n + 4)$ ) となり、入射確率  $a_{ij+4}$  は、

$$a_{ij+4} = 0$$

となる。このようにして、全放射線検出器 6 に対して  $a_{ij}$  を求める。ここで立体角  $\Omega$  と  $\gamma$  線の阻害率  $\chi$  は撮像のシーケンスや装置形状に依存するのに対し、 $\gamma$  線減衰率  $\mu$  は被検診者 33 に依存する。なお、この入射確率  $a_{ij}$  を求めるときには、必要に応じて他の因子の影響を考慮する。そのため、同じ装置で撮像シーケンスが同一の場合、 $\gamma$  線の阻害率  $\chi$  や立体角  $\Omega$  の値は変わらない。そのため、例えば  $\Omega \times \chi$  の値をあらかじめ計算しておき記憶装置 30 に保存しておいてもよい。

#### 【0041】

計数情報、及びステップ 41 で求めた放射線検出器 6 への入射確率を用いて被検診者 33 の断層像を作成する (ステップ 42)。ここでは、患部 34 を含む断

層像も作成される。本実施例における断層像の再構成は、逐次近似的手法により行われる。各 $\gamma$ 線検出信号処理装置27から入力した各計数情報( $\gamma$ 線カウント数)のベクトル $y$ 、及びステップ41で得た入射確率を並べた投影行列 $A$ を用いると、各ボクセルでの $\gamma$ 線発生数ベクトル $x$ は、次式で表される。

【0042】

$$Ax = y \quad \dots (2)$$

ここで $A$ は、重複になるが先に示した入射確率 $a_{ij}$ を並べた行列である。ベクトル $x$ は、各ボクセル $x_i$ で発生した $\gamma$ 線の値であり、後に述べるように反復計算で求める対象である。ベクトル $x$ は、反復計算後に求まるベクトル $x$ の一例では被検診者33の外部ではほぼ0になり被検診者33の内部ではほぼ一定値となるが、患部34や特定の臓器ではその一定値より高くなるベクトルとなる。これによりベクトル $x$ の値の高い部分から腫瘍の診断を行うことができる。一方、ベクトル $y$ は、放射線検出器6の出力信号を用いて求めた $\gamma$ 線のカウント数である。その値は、例えば被検診者33、放射線検出器6及びコリメータ装置7の位置関係から、被検診者33の体内で発生した $\gamma$ 線が入射できない位置にある放射線検出器6の場合はほぼ0となる。その体内からの入射確率が多く、かつ入射する体内部分が多い場所にある放射線検出器6のデータほどベクトル $y$ の値は大きくなる。(2)式を反復計算することで各ボクセルでの $\gamma$ 線発生数 $x_i$ を求める。算出された各ボクセルでの $\gamma$ 線発生数 $x_i$ を用いて、上記した断層像の画像情報が作成される。

【0043】

(1) 本実施例は、コリメータ装置7の遮蔽部材8に形成される $\gamma$ 線通路11の横断面が放射線検出器6の横断面積よりも大きい(具体的には、 $\gamma$ 線通路11の横断面が正形状に配置された4個の放射線検出器6の横断面積に実質的に等しい)ため、一個当りの放射線検出器6に入射する $\gamma$ 線が増大する。これは、前述したように、本実施例における放射線検出器6の $\gamma$ 線の検出感度の増大をもたらす、被検診者33に対する検査時間を大幅に短縮できる。

【0044】

(2) 本実施例は、コリメータ装置7をコリメータ移動装置によって矢印53

及び 54 の方向に移動させるため、一個の放射線検出器 6 を、その放射線検出器 6 の横断面積と実質的に等しい横断面積を有する  $\gamma$  線通路と、実質的に対向させる状態を形成できる。このため、各放射線検出器から出力されたそれぞれの  $\gamma$  線検出信号より得られた情報を用いて作成される断層像の空間分解能は、コリメータ装置 7 を移動させない場合に比べて格段に向上し、図 2 (C) に示された従来のコリメータを用いた場合と同等の空間分解能を得ることができる。患部 34 を含む断層像の空間分解能を向上できる。

#### 【0045】

(3) 本実施例は、一個の放射線検出器 6 の、 $\gamma$  線通路 11 の軸方向を向いている 4 つの側面の延長線上に、遮蔽部材 8 の格子部を順次位置させる (図 1 (A), (B), (C) の各状態)、コリメータ装置 7 の移動を、制御装置 49 によって簡単に行うことができる。特に、制御装置 49 が遮蔽部材 8 の 3 つの移動状態 (図 1 (A), (B), (C) の各状態) の時間間隔を所定の設定時間ごとに行うので、各放射線検出器 6 は、それぞれの状態を同じ時間間隔で経験することになる。これは、それぞれの状態を同じ時間間隔が異なる場合に比べて、それぞれの放射線検出に対する入射確率の算出を容易にする。

#### 【0046】

(4) 本実施例は、放射線検出装置 2A, 2B においてコリメータ保持部材 4, 5 が放射線検出器群の周囲に位置する (放射線検出器群がコリメータ保持部材 4 とコリメータ保持部材 5 との間に配置される) ため、コリメータ保持部材を放射線検出器 6 間に配置する場合に比べて放射線検出器 6 を均一に配置できる。そのため、検出器に左右対称性などのいくつかの対称性により投影行列 A における  $\Omega$  と  $\chi$  の値に規則性が発生する。その結果記憶装置 30 に保存すべきデータ量をその規則性を用いて低減することが可能となる。

#### 【0047】

(5) 本実施例は、コリメータ保持部材 4, 5 が放射線検出器群の周囲に位置するため、放射線検出器 6 に入射する  $\gamma$  線がコリメータ保持部材によって遮られることを防止できる。

#### 【0048】



(6) コリメータ保持部材 4, 5 でコリメータ装置 7 を保持しているため、移動するコリメータ装置 7 を安定に保持できる。

#### 【0049】

(7) 本実施例は、矢印 53 の方向にコリメータ装置 7 を移動させるときにはピニオン 47 とラック 12B とが噛合っていないため、矢印 53 の方向への移動時において移動するラック 12B とその際に移動しないピニオン 47 とがこすれあって磨耗することを解消できる。また、本実施例では、矢印 54 の方向にコリメータ装置 7 を移動させるときにはピニオン 45 とラック 12A とが噛合っていないため、矢印 54 の方向への移動時において移動するラック 12A とその際に移動しないピニオン 45 とがこすれあって磨耗することを解消できる。

#### 【0050】

(8) コリメータ装置を矢印 53, 54 の方向に移動させる本実施例は、実施例 3 のようにコリメータ装置を回転させる場合に比べて、断層像の再構成に要する時間が短縮できる。

#### 【0051】

##### (実施例 2)

本発明の他の実施例である放射線検査装置を、以下に述べる。本実施例の放射線検査装置は、前述した放射線検査装置 1 における放射線検出装置 2A, 2B から、ピニオン 45 を回転させるモータを移動するモータ移動装置、及びモータ移動装置 51 を削除した構成を有する。このため、本実施例の放射線検査装置では、ラック 12A とピニオン 45 が、更にラック 12B とピニオン 47 が常に噛合している。コリメータ装置を矢印 53 の方向に移動させる場合はラック 12B がピニオン 47 の歯車間をスライドし、コリメータ装置を矢印 54 の方向に移動させる場合はラック 12A がピニオン 45 の歯車間をスライドする。モータ 58 及びモータ 50 は、コリメータ保持部材 4, 5 に設置される。

#### 【0052】

本実施例は、実施例 1 で生じる (1) ~ (6) の効果を得ることができる。また、本実施例は、それらのモータ移動装置が不要になるため、構造が実施例 1 よりも単純化できる。

## 【0053】

実施例 1 及び 2 では、コリメータ装置 7 を  $\gamma$  線通路 11 の軸心と交差する方向に移動させたが、コリメータ装置 7 をコリメータ保持部材 4, 5 に固定してコリメータ移動装置 13A, 13B の替りに 2 つの放射線検出器移動装置を設け、全放射線検出器 6 を一緒に矢印 53, 54 の方向に移動させてもよい。すなわち、移動テーブルを放射線検出器保持部材 3 に矢印 53, 54 の方向に移動可能に設置し、その移動テーブルに全放射線検出器 6 を設置する。そして、移動テーブルが 2 つの放射線検出器移動装置によって別々に所定の方向に移動される。このような構成によっても、前述の (1), (2) の効果を得ることができる。しかしながら、放射線検出器 6 を移動させる場合には、放射線検出器 6 と  $\gamma$  線検出信号処理装置 27 とを連絡する信号伝送線を、放射線検出器 6 の移動を阻害しないように設置する必要があるため、実施例 1, 2 に比べてその信号伝送線の設置が面倒になる。換言すれば、実施例 1, 2 は、その信号伝送線の設置が容易である。なお、断層像作成装置 29 は実施例 1 と同様な手順で被検診者 33 の断層像を作成する。

## 【0054】

## (実施例 3)

本発明の他の実施例である放射線検査装置を、図 9, 図 10 を用いて説明する。本実施例の放射線検査装置 1A は、実施例 1 の放射線検査装置 1 の放射線検出装置 2A, 2B を放射線検出装置 2C, 2D に代えたものであり、他の構成は放射線検査装置 1 と同じである。放射線検出装置 2C と放射線検出装置 2D は同じ構成を有しているので、放射線検出装置 2C の構成を説明する。

## 【0055】

放射線検出装置 2C は、ケーシング（一点鎖線で表示）内に多数の放射線検出器 6, コリメータ装置 7A 及びコリメータ移動装置 13C を備える。コリメータ装置 7A 及びコリメータ移動装置 13C を除いた放射線検出装置 2C の構成は、放射線検出装置 2A と同じである。コリメータ装置 7A は、図 10 に示すように、円形状の支持枠 9A、及びコリメータの本体である、放射線遮蔽材で構成された板状の遮蔽部材 8B を備える。支持枠 9A は、矩形状の貫通孔 16 を有し、コ

リメータ保持部材 4, 5 に、支持枠 9 A の周方向に回転可能に取り付けられる。 $\gamma$  線が通過する長方形の  $\gamma$  線通路 11 A が遮蔽部材 8 B 相互間に形成される。遮蔽部材 8 B 相互間の幅、すなわち、 $\gamma$  線通路 11 A の幅は 1 つの放射線検出器 6 の横断面の幅である。また、遮蔽部材 8 B の長手方向に沿った  $\gamma$  線通路 11 A の長さは、遮蔽部材 8 相互間に配置される全放射線検出器 6 の横断面の幅を合計した長さである。ラック 12 C は、遮蔽部材部材 8 B が取り付けられる面とは反対の面で支持枠 9 A の周辺部に環状に設けられる。モータ 10 に接続されるピニオン 14 がラック 12 C と噛合っている。モータ 10 はコリメータ保持部材 5 に設置される。コリメータ移動装置 13 C はモータ 10 及びピニオン 14 を有する。

#### 【0056】

被検診者 33 は、 $^{99}\text{Tc}$  を含む放射性薬剤を注射により体内に投与された被検診者 33 は、ベッド 26 の移動により検査空間 32 内に位置される。被検診者 33 は SPECT による診断を受ける。集積した放射性薬剤から放出された  $\gamma$  線は、被検診者 33 から放出され、コリメータ装置 7 A の  $\gamma$  線通路 11 A 及び貫通孔 16 を通過して放射線検出器 6 によって検出される。各放射線検出器 6 から出力された  $\gamma$  線検出信号は各  $\gamma$  線検出信号処理装置 27 に入力される。断層像作成装置 29 は、各  $\gamma$  線検出信号処理装置 27 から出力された計数情報及び放射線検出器 6 の位置情報を用いて患部 34 の断層像を作成する。

#### 【0057】

放射線検出装置 2 C, 2 D に設けられた各コリメータ装置 7 A の移動は同じであるため、放射線検出装置 2 D のコリメータ装置 7 A を例にとってコリメータ装置 7 A の移動について説明する。まず、コリメータ装置 7 A は図 11 (A) の状態にあり、この状態が T 秒間続く。図 11 (A) の状態は、遮蔽部材 8 B の長手方向がベッド 26 の長手方向を向いており、遮蔽部材 8 B が放射線検出器 6 のある側面の真上に位置している。図 11 (A) に対応する図 12 (A) の  $\gamma$  線源 38 (患部 34 に相当) から放出された  $\gamma$  線は、ベッド 26 の長手方向において、1 つの  $\gamma$  線通路 11 A を通って放射線検出器 6 D, 6 E, 6 F 等によって検出される。

#### 【0058】

T秒経過後、モータ10は、制御装置48から伝えられた支持枠回転制御信号、すなわち、支持枠移動制御信号に基づいて回転し、ピニオン14を回転させる。ピニオン14にラック12Cが噛合っている支持枠9Aが回転する。このため、コリメータ装置7Aは、図11(B)の状態を経て図11(C)の状態、すなわち、遮蔽部材8Bの長手方向がベッド26の長手方向に直交する方向を向いて、遮蔽部材8Bが放射線検出器6の他の側面の真上に位置した状態となる。図11(C)の状態、被検診者33から放出される $\gamma$ 線が、T~2T秒の間に亘って放射線検出装置2C、2Dの各放射線検出器6で検出される。 $\gamma$ 線源38から放出された $\gamma$ 線は、ベッド26の長手方向において、1つの $\gamma$ 線通路11Aを通して放射線検出器6Eによって検出される。 $\gamma$ 線源38から放出された $\gamma$ 線の放射線検出器6G、6Hへの入射は、その $\gamma$ 線通路11Aに隣接する2つの遮蔽部材8Bによって阻止される。本実施例では、放射線検出装置2C、2Dの各コリメータ装置7が、T秒ごとに、図11(A)→図11(C)の回転、すなわち移動を繰り返される。

#### 【0059】

本実施例における断層像作成装置29は、実施例1と同様に、図8に示す手順に基づいて被検診者33の断層像を作成する。

#### 【0060】

本実施例は、実施例1で生じる効果(1)~(6)を得ることができる。

#### 【0061】

実施例3においても、コリメータ装置7Aを $\gamma$ 線通路11Aの軸心と交差する方向に回転させる替りに、コリメータ装置7をコリメータ保持部材4、5に固定し、放射線検出器移動装置を用いて全放射線検出器6をその交差する方向に回転させてもよい。このような構成によっても、前述の(1)、(2)の効果を得ることができる。しかし、前述の信号伝送線の設置が面倒になる。

#### 【0062】

#### 【発明の効果】

本発明によれば、検査時間を短縮でき、かつ得られる画像の空間分解能を向上できる放射線検査装置を提供することにある。

**【図面の簡単な説明】****【図 1】**

本発明におけるコリメータの移動の概念を示す説明図であり、(A)はコリメータの第1の状態を示す説明図、(B)はコリメータを第1の状態からX方向に放射線検出器一個分移動したコリメータの第2状態を示す説明図、(C)はコリメータを第2の状態からY方向に放射線検出器一個分移動したコリメータの第3状態を示す説明図である。

**【図 2】**

$\gamma$ 線源から放出された $\gamma$ 線がコリメータの $\gamma$ 線通路を通過する状態を示す説明図であり、(A)は図1(A)の第1状態において $\gamma$ 線通路を通過する $\gamma$ 線の状態を示す説明図、(C)は従来のコリメータの $\gamma$ 線通路を通過する $\gamma$ 線の状態を示す説明図である。

**【図 3】**

ボクセルの概念を示す説明図である。

**【図 4】**

本発明の好適な一実施例である放射線検査装置の構成図である。

**【図 5】**

図4のV-V断面図である。

**【図 6】**

図4のコリメータ装置の斜視図である。

**【図 7】**

断層像作成の処理手順を示すフローチャートである。

**【図 8】**

$\gamma$ 線の各放射線検出器への入射確率の算出を示す説明図である。

**【図 9】**

本発明の他の実施例である放射線検査装置の構成図である。

**【図 10】**

図9のコリメータ装置の斜視図である。

**【図 11】**

図9のコリメータ装置の移動状態を示す説明図であり、(A)はコリメータ装置の第1の状態を示す説明図、(B)は回転途中のコリメータ装置の状態を示す説明図、(C)はコリメータ装置の回転後の第2の状態を示す説明図である。

【図12】

$\gamma$ 線がコリメータ装置を通過する状態を示す説明図であり、(A)は図11(A)の第1の状態で $\gamma$ 線がコリメータ装置を通過する状態を示す説明図、(B)は図11(C)の第2の状態で $\gamma$ 線がコリメータ装置を通過する状態を示す説明図である。

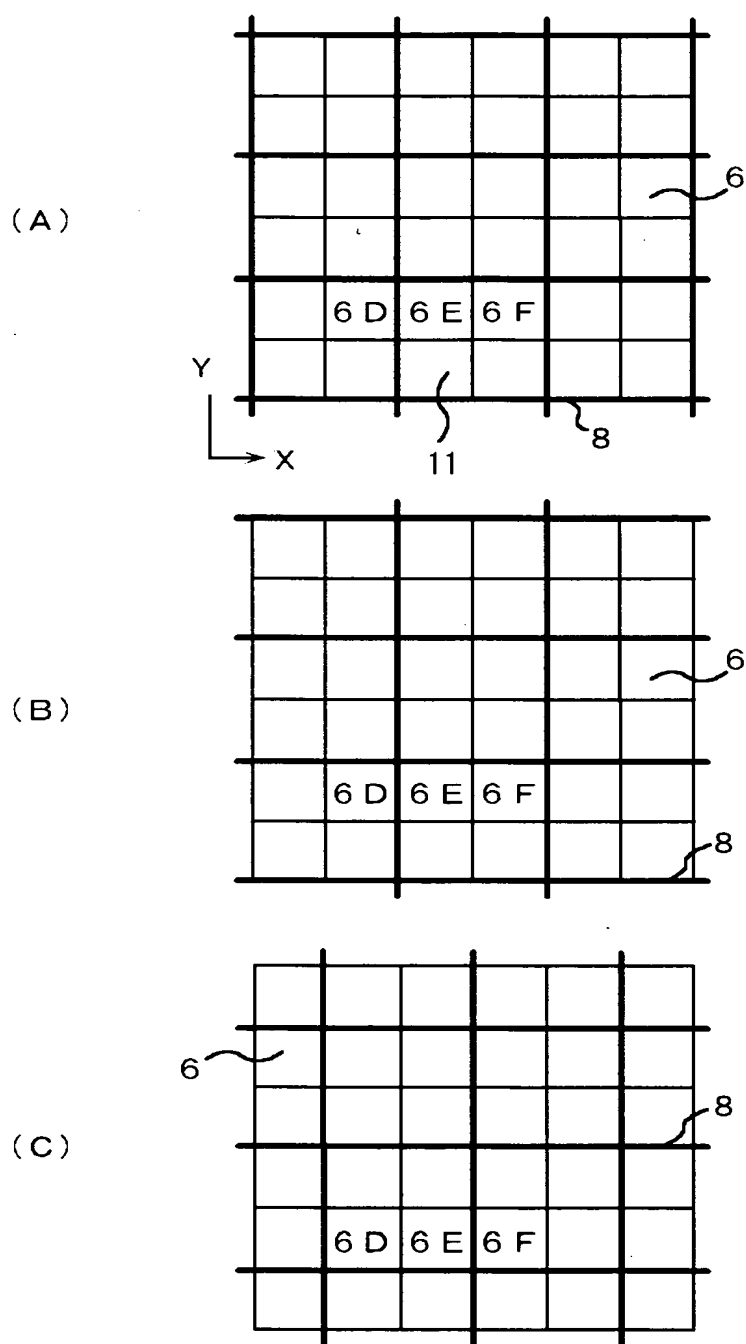
【符号の説明】

1, 1A…放射線検査装置、2A, 2B, 2C, 2D…放射線検出装置、3…検出器保持部材、4, 5…コリメータ保持部材、6…放射線検出器、7, 7A…コリメータ装置、8, 8A, 8B…遮蔽部材、9, 9A…支持枠、10, 21, 50, 58…モータ、11, 11A… $\gamma$ 線通路、13A, 13B, 13C…コリメータ移動装置、17…連結部材、19…支持部材、24…被検診者保持装置、26…ベッド、27… $\gamma$ 線検出信号処理装置、28…信号処理装置、29…断層像作成装置、31…表示装置、32…検査空間、33…被検診者、48…制御装置。

【書類名】 図面

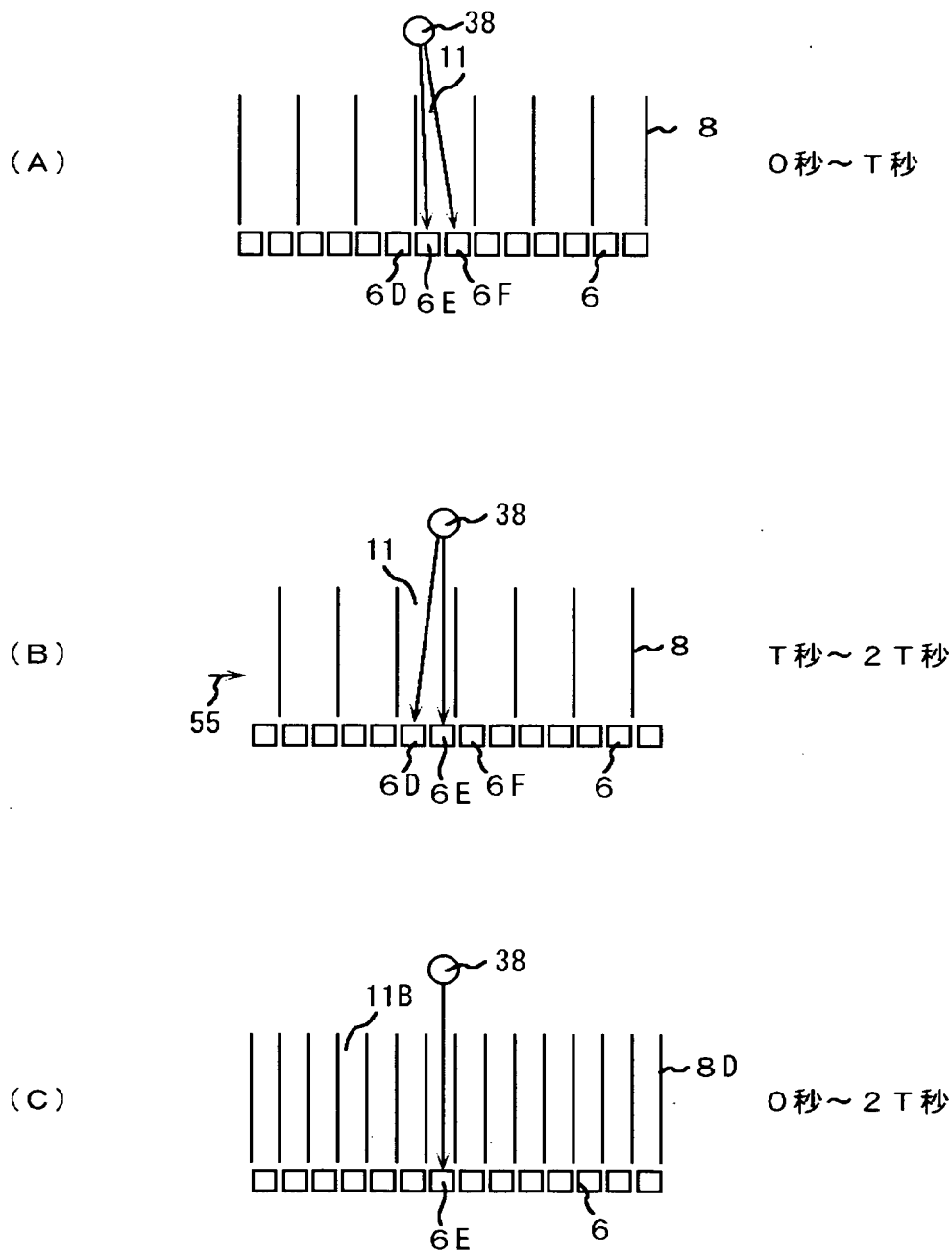
【図 1】

図 1



【図 2】

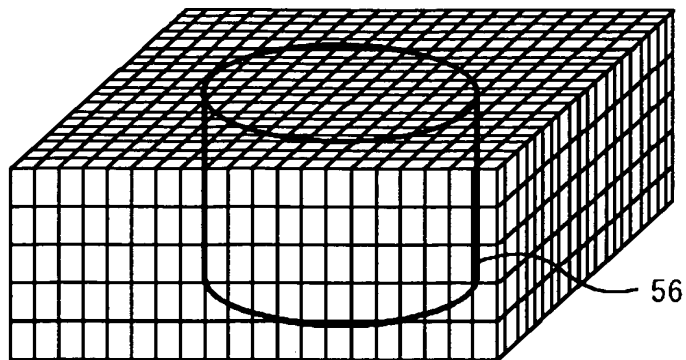
図 2





【図 3】

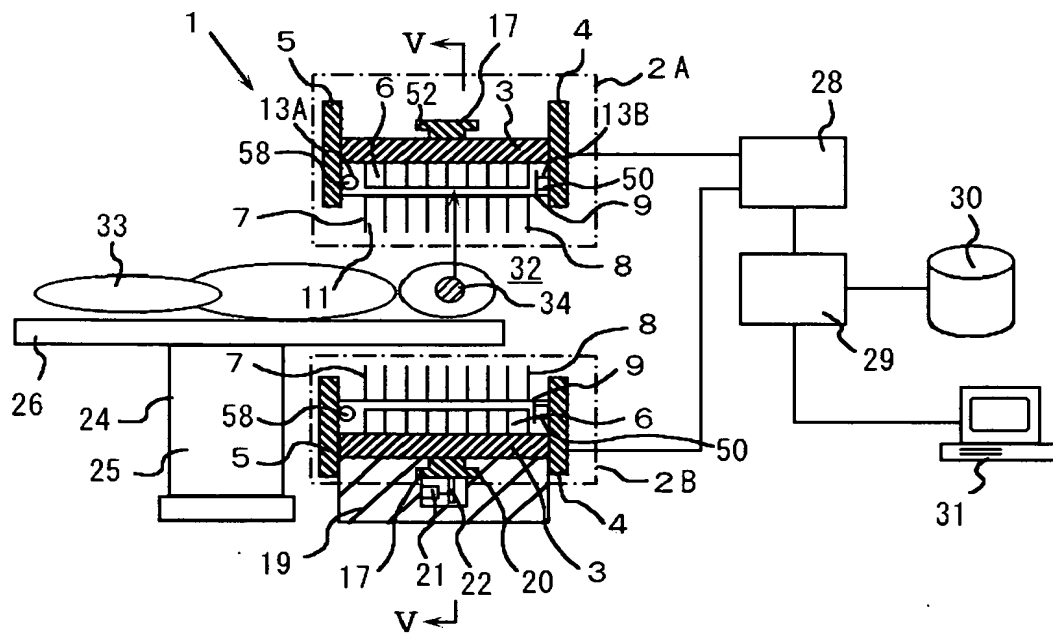
図 3



ボクセル数  
x:y:z=20:20:5

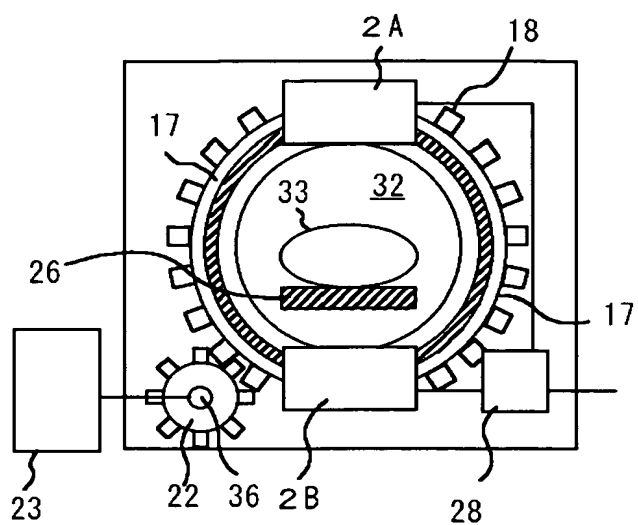
【図 4】

図 4



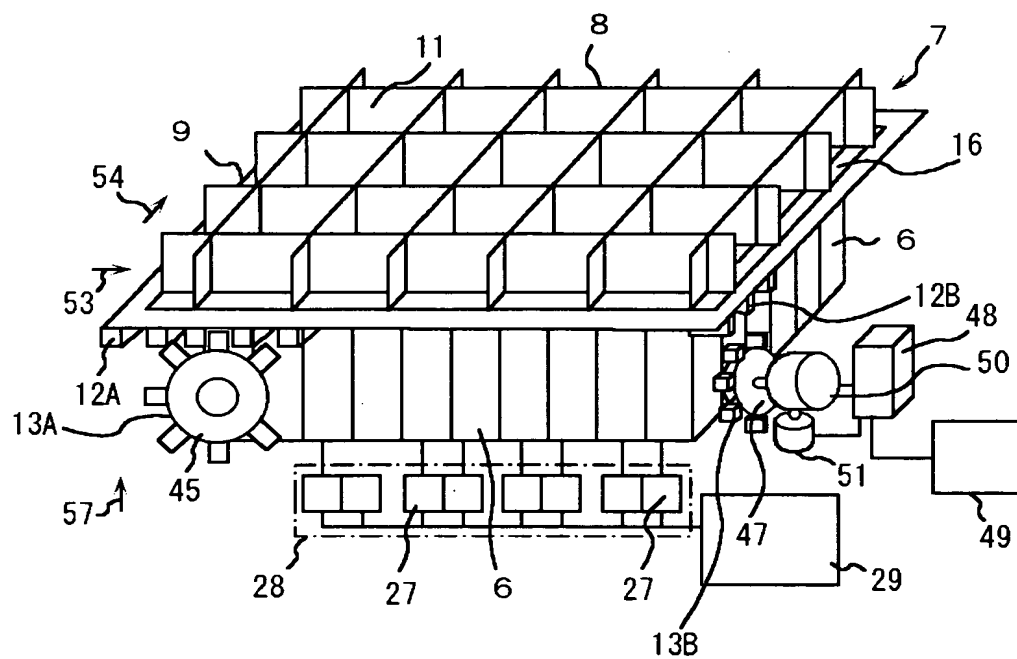
【図 5】

図 5



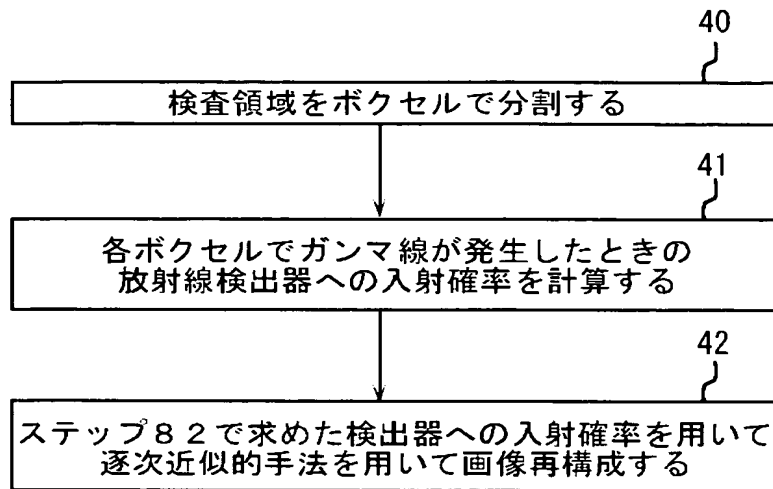
【図 6】

図 6



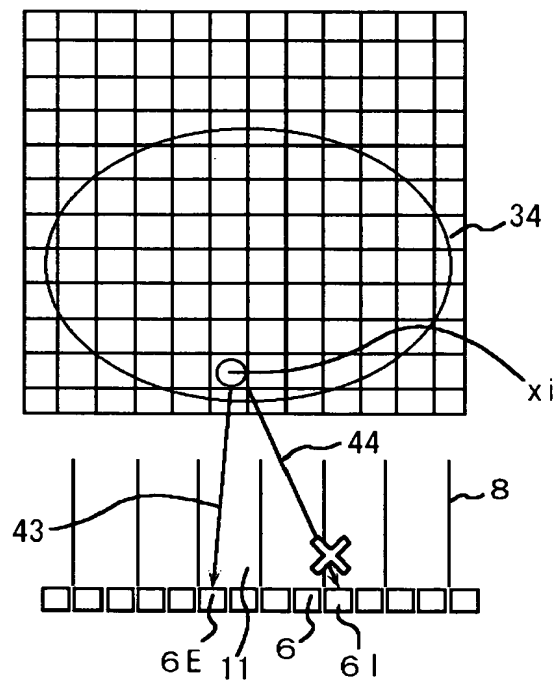
【図 7】

図 7



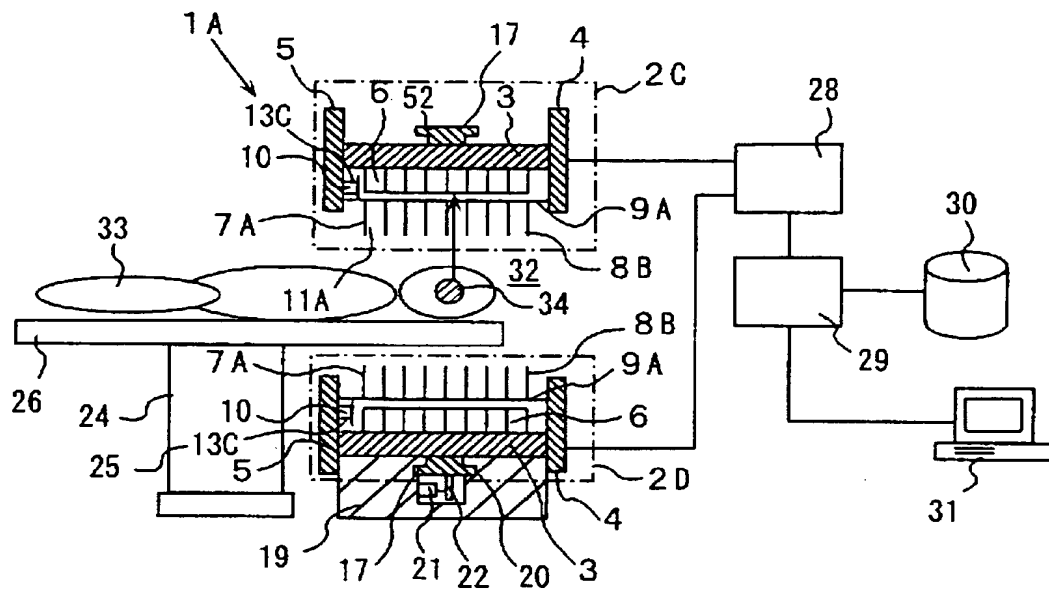
【図 8】

図 8



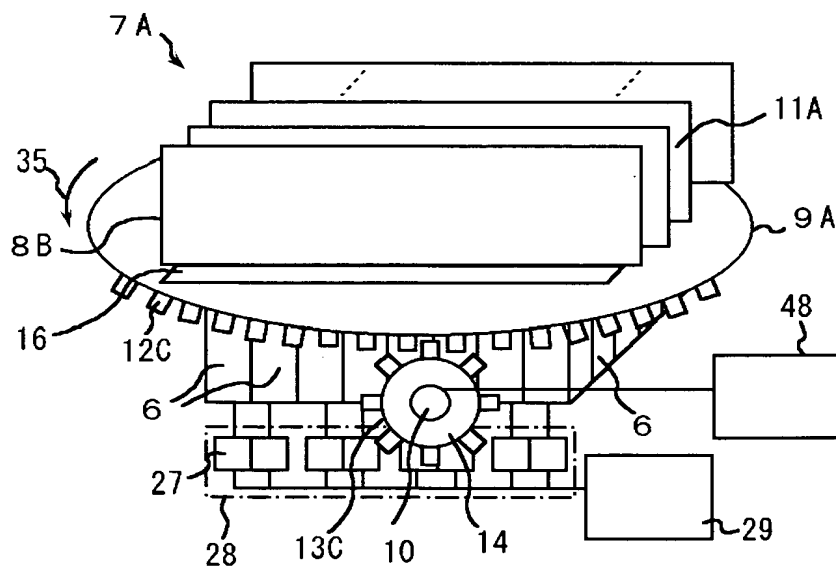
【図 9】

図 9



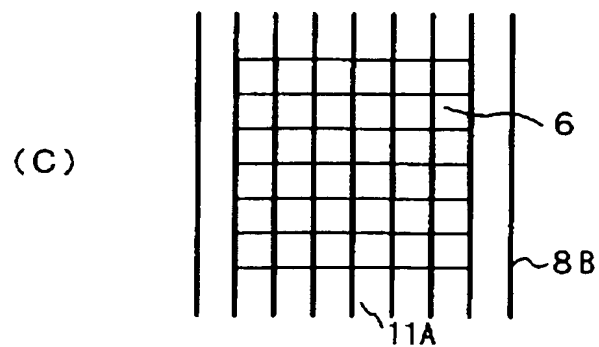
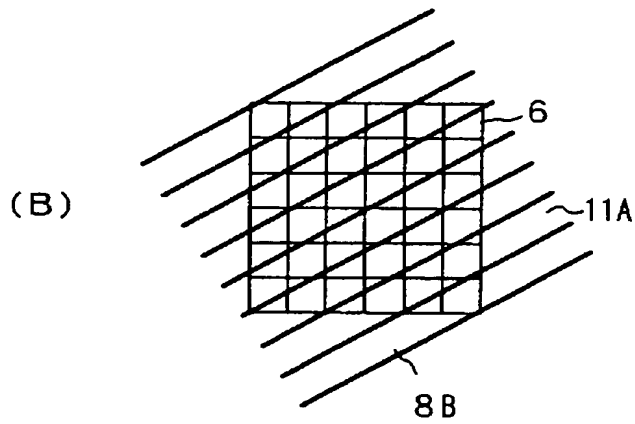
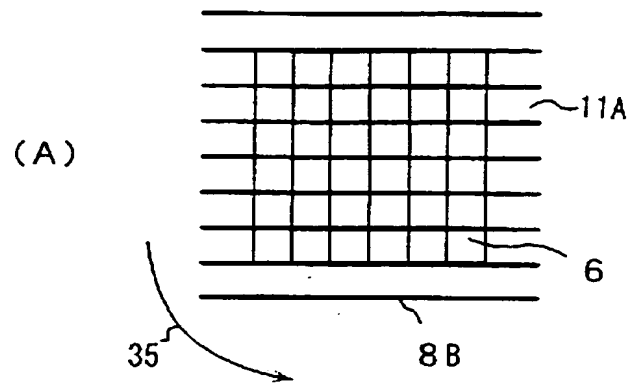
【図 10】

図 10



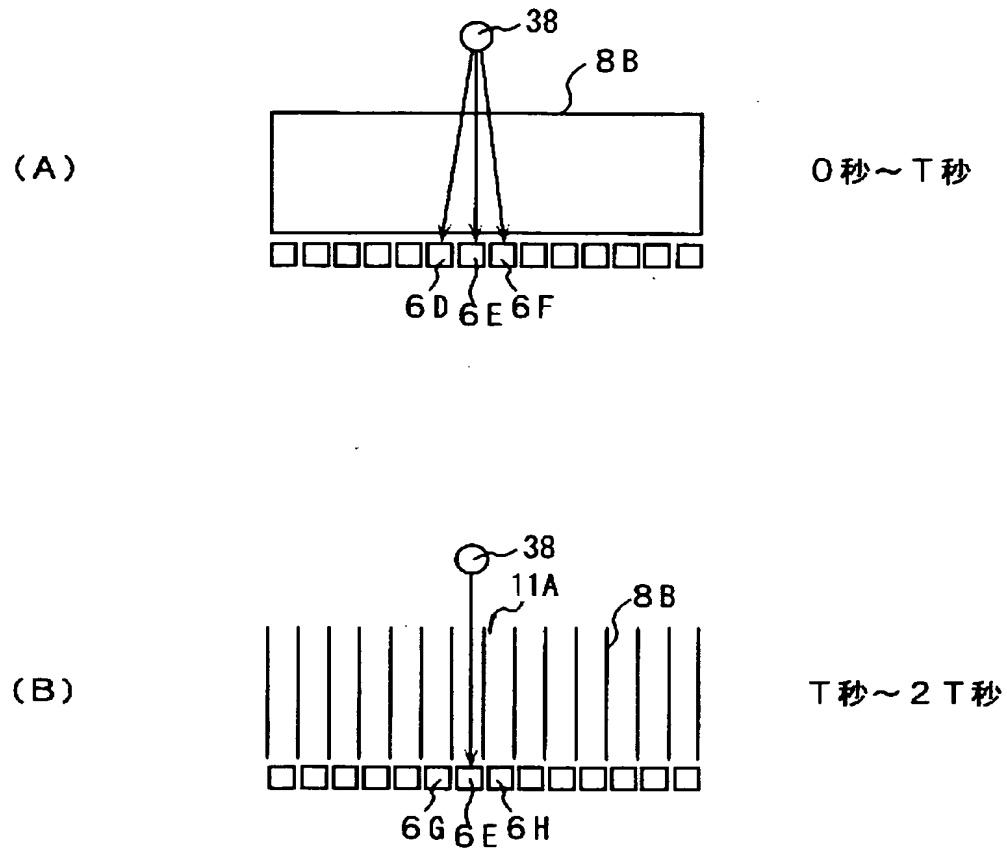
【図 11】

図 11



【図 12】

図 12



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】

検査時間を短縮し、かつ得られる画像の空間分解能を向上する。

【解決手段】

放射線検査装置 1 は、多数の放射線検出器 6， コリメータ装置 7 及び コリメータ移動装置 13 A， 13 B を有する放射線検出装置 2 A， 2 B を備える。コリメータ装置 7 は多数の  $\gamma$  線通路 11 を形成した格子状の遮蔽部材 8 を備える。 $\gamma$  線通路 11 の横断面積は放射線検出器 6 のそれよりも大きい。コリメータ装置 7 は、コリメータ移動装置 13 A のモータ 58 の回転によりベッド 26 の長手方向に、コリメータ移動装置 13 B のモータ 50 の回転によりその長手方向に直交する方向に移動される。 $\gamma$  線通路 11 の横断面が大きいため、放射線検出器 6 の  $\gamma$  線の検出感度の増大をもたらし、検査時間を大幅に短縮できる。コリメータ移動装置 13 A， 13 B によってコリメータ装置 7 が移動されるため、断層像の空間分解能が向上する。

【選択図】 図 4

# 認定・付加情報

特許出願の番号	特願 2 0 0 3 - 1 0 7 1 9 7
受付番号	5 0 3 0 0 5 9 9 1 1 3
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0 0 9 0
作成日	平成 1 5 年 4 月 1 4 日

## < 認定情報・付加情報 >

【提出日】	平成15年 4月11日
-------	-------------

次頁無



特願 2 0 0 3 - 1 0 7 1 9 7

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[ 0 0 0 0 0 5 1 0 8 ]

1. 変更年月日

1 9 9 0 年 8 月 3 1 日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都千代田区神田駿河台 4 丁目 6 番地

氏 名

株式会社日立製作所